

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平4-332531

(43)公開日 平成4年(1992)11月19日

(51)Int.Cl.⁵

A 61 B 5/055
G 01 R 33/30

識別記号

府内整理番号

F I

技術表示箇所

7831-4C
7831-4C
9118-2J

A 61 B 5/05
G 01 N 24/04

350
382

Y

審査請求 未請求 請求項の数 8(全 8 頁)

(21)出願番号

特願平3-102460

(22)出願日

平成3年(1991)5月8日

(71)出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72)発明者 藤崎 征雄

茨城県勝田市市毛882番地

株式会社日立製作所那珂工場内

(72)発明者 津田 宗孝

茨城県勝田市市毛882番地

株式会社日立製作所那珂工場内

(74)代理人 弁理士 高田 幸彦

(54)【発明の名称】 核磁気共鳴を用いた検査装置

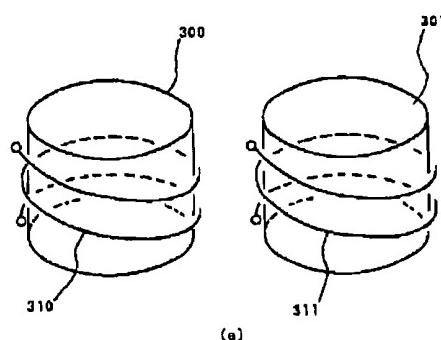
(57)【要約】

【目的】水平磁場方式において被検者の乳房を対象にした場合に高感度、高分解能に撮像し乳ガンなどの検査を無侵襲に行うことが出来るコイルを提供する。

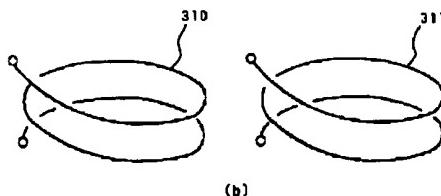
【構成】被検者の乳房が入る形状のソレノイドコイルを用い、必要に応じて乳房を圧迫する機構を設けた。

【効果】水平磁場方式で中に被検者の乳房が入るソレノイドコイルを用いることで感度が向上する。さらに、乳房を圧迫する手段を用いることで動きを抑制できる。また、圧迫手段の材質を選ぶことで肌触りの良い被検者に快適なコイルとする事が出来る。

図 1



(a)



(b)

1

2

【特許請求の範囲】

【請求項1】 静磁場、傾斜磁場及び高周波磁場の各磁場発生手段と、検査対象からの核磁気共鳴信号を検出する信号検出手段と、該信号検出手段の検出信号の演算を行う計算機及び該計算機による演算の出力手段を有する核磁気共鳴を用いた検査装置に於て、静磁場が水平方向の場合における信号検出手段の内側に乳房が入るようにしたことを特徴とする核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項2】 上記信号検出手段として円筒面上に沿って螺旋状に設けられた電流通路から成る磁束・電気変換手段を用いた事を特徴とする請求項1記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項3】 上記信号検出手段として円筒面上に沿って螺旋状または同心円上に設けられた複数の電流通路から成り、それぞれの電流通路の先端が容量結合されている一組または複数組の磁束・電気変換手段を用いた事を特徴とする請求項1記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項4】 上記信号検出手段を複数個設け、それぞれを直列または並列に接続したことを特徴とする請求項1記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項5】 上記信号検出手段の内側に乳房圧迫手段を設けたことを特徴とする請求項1記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項6】 上記圧迫手段として流体を用いたことを特徴とする請求項5記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項7】 上記信号検出手段の内側に緩衝材を設けたことを特徴とする請求項1記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。

【請求項8】 上記信号検出手段の内側を肌触りの良い物としたことを特徴とする請求項1記載の核磁気共鳴を用いた検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、生体中の水素や隣等からの核磁気共鳴（以下、「NMR」という）信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する、NMR現象を用いた検査装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、人体の頭部、腹部などの内部構造を、非破壊的に検査する装置として、X線CTや超音波撮像装置が広く利用されてきている。近年、NMR現象を用いて同様の検査を行う試みが成功し、X線CTや超音波撮像装置では得られなかつた多種類の情報を取得できるようになってきた。

【0003】 まず、NMR現象の基本原理について以下に簡単に説明する。原子核は陽子と中性子から構成され、全体で角運動量Iで回転する核スピンとみなされる。

【0004】 今、水素の原子核を取り上げて考えることにする。水素原子核は1個の陽子からなりスピン量子数

10

20

30

40

50

$1/2$ で表される回転をしている。陽子は正の電荷があるため原子核が回転するにともなって磁気モーメント μ が生じ、原子核一つ一つを非常に小さな磁石と考える事ができる。（例えば鉄のような強磁性体では上述した磁石の方向が揃っているために全体として磁化が生じる。一方、水素などでは上述した磁石の方向がバラバラで全体としては磁化は生じない。しかし、この場合でも静磁場Hを印加するとそれぞれの原子核は静磁場の方向に揃うようになる。）水素原子核の場合にはスピン量子数は $1/2$ であるので $-1/2$ と $+1/2$ の二つのエネルギー準位に分かれる。このエネルギー準位間の差 ΔE は一般的に次式で示される。

【0005】

$$[数1] \Delta E = \gamma h H / 2\pi$$

ここで、 γ ：磁気回転比、 h ：プランク定数、 H ：静磁場強度である。

【0006】 ところで、一般に原子核には静磁場Hによって $\mu \times H$ の力が加わるために原子核は静磁場の軸の回りを次式で示す角速度 ω （ラーモア角速度）で歳差運動をする。

【0007】

$$[数2] \omega = \gamma H$$

このような状態の系に周波数 ν の電磁波（ラジオ波）を印加すると核磁気共鳴現象が起こり、一般に原子核は數 1 で表されるエネルギー差 ΔE に相当するエネルギーを吸収し、エネルギー準位が高い方に遷移する。この時種々の原子核が多数存在していてもすべての原子核が核磁気共鳴現象を起こすわけではない。これは原子核毎に磁気回転比 γ が異なるために、数 2 で示される共鳴周波数が原子核毎に異なり印加された周波数に対応するある特定の原子核だけが共鳴するためである。

【0008】 次に、ラジオ波によって高い準位に遷移させられた原子核はある時定数（緩和時間と呼ばれる）で決まる時間の後に元の準位に戻る。この時にラジオ波によって高い準位に遷移させられた原子核から角周波数 ω の核磁気共鳴信号が放出される。

【0009】 ここで、上述した緩和時間は更にスピニーグ子緩和時間（縦緩和時間） T_1 とスピニースピニ緩和時間（横緩和時間） T_2 に分けられる。一般に、固体の場合にはスピニーグ子の相互作用が生じ易いためスピニースピニ緩和時間 T_2 は短くなる。また、吸収したエネルギーはまずスピニ系に、次に格子系に移っていくためスピニーグ子緩和時間 T_1 はスピニースピニ緩和時間 T_2 に比べて非常に大きい値となる。ところが、液体の場合には分子が自由に運動しているためスピニースピニとスピニーグ子のエネルギー交換の生じ易さは同程度である。

【0010】 上述した現象は水素原子核以外にもリン原子核、炭素原子核、ナトリウム原子核、フッ素原子核や酸素原子核などについても同様である。

【0011】上述した基本原理に基づくNMR現象を用いた検査装置においては、検査物体からの信号を分離・識別する必要があるが、その一つに、検査物体に傾斜磁場を印加し、物体各部の置かれた磁場を異ならせ、次に各部の共鳴周波数あるいはフェーズエンコード量を異なることで位置の情報を得る方法がある。この方法の基本原理については、特開昭55-20495、ジャーナル・オブ・マグネティック・レゾナンス誌(J. Magn. Reson.)第18巻、第69~83頁(1975年)、フィジックス・オブ・メディシン・アンド・バイオロジー誌(Phys. Med. & Biol.)第25巻、第751~756頁(1980年)等に報告されているので詳細な説明は省略するが、以下にもっとも多く用いられているスピニエコーの手法について簡単にその原理を説明する。

【0012】図4の全体構成図に示すように被検者20は静磁場Hを発生するコイル18と互いに直交する3方向の傾斜磁場を発生するX、Y、Zの傾斜磁場コイル16、17、15(図5参照)と高周波磁場を発生する高周波磁場コイル8の中に設置されている。ここで、静磁場の方向をZ軸とする事が一般的であるから、XとY軸は図4及び図5に示すようになる。ここで、被検者20の横断面(X-Y面)を撮像するには図10に示すスピニエーケンスに従って傾斜磁場と高周波磁場を駆動する。以下図10を用いて説明すると、期間Aでは被検者20に傾斜磁場G_xを印加した状態で振幅変調された高周波電力を高周波コイル8に印加する。横断面の磁場強度は静磁場Hと位置zの傾斜磁場強度zG_xの和H+zG_xで示される。一方、振幅変調された周波数の高周波電力は特定の周波数帯域の±Δωを有しているので

【0013】

【数3】 $\omega \pm \Delta\omega = \gamma (H + zG_x)$
を満足するように周波数のあるいは傾斜磁場強度G_xを選ぶ事で横断面の部分の水素原子核スピニンを励起する事になる。ここで、γは水素原子核の磁気回転比を示す。期間Bでは傾斜磁場G_xをΔtの間印加する事で先に励起された核スピニンはyの位置により

【0014】

$$【数4】 \Delta\omega' = \gamma G_x \Delta t$$

で示される周波数変移をその共鳴信号に起こす。期間Dで傾斜磁場G_xを印加した状態で共鳴信号を収集する。このとき、期間Aで励起された核スピニンは位置xによつて

【0015】

$$【数5】 \Delta\omega'' = \gamma G_x$$

で示される周波数差を有する事になる。期間Cは励起された核スピニンのスピニエコーを得るために180度の高周波磁界と傾斜磁場G_xが印加されている。期間Eは核スピニンが平衡に戻るまでの待ち時間である。期間Bの傾斜磁場G_xの振幅値を256ステップ変化させて繰り返

し共鳴信号を収集すれば256×256のデータが得られる。これらのデータを2次元フーリエ変換する事で画像が得られる。

【0016】上述したようなNMR現象を用いた検査装置によるイメージングにおいては高周波磁場を発生あるいは受信するコイルの効率を向上させることが、画質の向上、撮像時間短縮につながる重要な課題となっている。

【0017】ところで、NMR現象を用いた検査装置におけるSN比は、静磁場強度Hの1~1.5乗に比例して増加するため、静磁場強度を少しでも高くし、SN比の向上を図る試みがなされつつある。これまで用いられてきた送受信コイル(以下、単に「コイル」という)は鞍型コイルである。しかし、静磁場強度の増加にともなって原子核の共鳴周波数も増大するため、コイルの自己共鳴周波数とNMR周波数とが接近あるいは逆転する状況が生じ、受信時における感度低下、あるいは送信時における高周波磁場の発生効率低下という問題が発生するようになった。これに対してAlderman等により新しい形状のコイル(「アルダーマン型コイル」と呼ばれる)が提案され、上記問題点が解決されるようになった。このコイルについては、ジャーナル・オブ・マグネットイック・レゾナンス誌(J. Magn. Reson.)第36巻、第447~451頁(1979年)に詳細な記述がある。図6、図7に示すようにアルダーマン型コイルはガードリング電極131、132、アーム電極111、112、アーム電極111に接続されたウイング電極121、122、125、126、アーム電極112に接続されたウイング電極123、124、127、128、ウイング電極121、124間に設けられるキャバシタ141、ウイング電極122、123間に設けられるキャバシタ142、ウイング電極125、128間に設けられるキャバシタ143、ウイング電極126、127間に設けられるキャバシタ144から構成される。図8に示す同調・整合回路はキャバシタ201、202で構成されており、図7のH、G点に接続される。図9は図6、図7におけるアーム電極111、112及びウイング電極121~128とキャバシタ141~144から構成される外側の部分を平面に展開した図である。

【0018】

【発明が解決しようとする課題】上記従来技術は静磁場Hが水平で静磁場方向に被検体を挿入する水平磁場方式において高磁場すなわち高周波における受信感度の低下及び高周波磁場の発生効率の低下という問題に関して是有効なコイル構成である。

【0019】しかし、局所的な場所(被検者の乳房)を対象にして高感度で撮像する場合については配慮されていない。

【0020】本発明の目的は水平磁場方式において上記従来技術が配慮していない局所的な場所(被検者の乳

房)を対象にした場合に高感度、高分解能に撮像し乳ガンなどの検査を無侵襲に行うことが出来るコイルを提供する事にある。

【0021】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するためには、乳房が入る形状のソレノイドコイルを用い、必要に応じて乳房を圧迫する機構を設けた。

【0022】

【作用】一般に核磁気共鳴を用いた検査装置では静磁場の方向とコイルの感度方向は直交していなければならぬ。水平磁場方式の核磁気共鳴を用いた検査装置では被検体の挿入方向と静磁場の方向が一致してしまうために、頭部、腹部用コイルに鞍型コイルなどが考案され用いられてきた。しかし、乳房を撮像する場合には、核磁気共鳴の原理から対象とする部位からの磁束変化を効率よく電気信号に変換できるソレノイドコイルが適用可能である。即ち、乳房は被検体の体軸に対して垂直にした状態で撮像が可能である。しかも撮像部位がコイルの中に納まるような構成をとることが出来る。また、コイルの内側に膨張収縮する機構を設け乳房を圧迫または動かないように固定する事が可能となり分解能がよい画像を得る事が出来る。

【0023】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

【0024】図4は、本発明の一実施例であるNMRを用いた検査装置の構成図である。図4において、5は制御装置、6は高周波パルス発生器、7は電力増幅器、8は高周波磁場を発生すると共に対象物体20から生ずる信号を検出するための送受信兼用コイル、9は増幅器、10は検波器、11は信号処理装置を示している。また、12、13、14は、それぞれ、z方向及びこれに直角の方向(x方向及びy方向)の傾斜磁場を発生させるコイル、15、16、17はそれぞれ、上記コイル12、13、14を駆動する電源部を示している。これらのコイルにより発生する傾斜磁場により検査対象の置かれる空間の磁場分布を所望の傾斜を有する分布とするものである。図4ではコイル8、13、14の順に大きさが小さくなっているように描いてあるが全体構成を示すための便宜的なものでありこの大きさ、順番である必要はない。

【0025】制御装置5は、各装置に種々の命令を一定のタイミングで出力する機能を有するものである。高周波パルス発生器6の出力は、電力増幅器7で増幅され、上記コイル8を励振する。コイル8で受信された信号成分は、増幅器9を通り、検波器10で検波後、信号処理装置11で画像に変換される。

【0026】なお、静磁場の発生は、電源19により駆動されるコイル18による。検査対象である被検者20はベッド21上に載置され、上記ベッド21は支持台2

2上を移動可能に構成されている。

【0027】図5は図4に置ける傾斜磁場コイルの構成及び流す電流の方向を示した一例である。コイル12でz方向傾斜磁場を、コイル13でx方向傾斜磁場を、コイル14でy方向傾斜磁場を発生する例を示している。コイル13とコイル14は同じ形のコイルであってz軸回りに90度回転した構成をしている。実際にはコイル12、13、14を一つの円筒形ボビンに巻いて用いられる。これらの傾斜磁場コイルは静磁場と同一方向(z軸方向)磁場を発生し、それぞれz、x、y軸に沿って直線勾配(傾斜)を持つ磁場を発生するものである。

【0028】本発明は、上記コイル8の改良に係わるものである。ここで、コイル8は、例えば頭部用コイルであれば直径300mm、長さ300mm程度の大きさを有するものである。

【0029】本実施例ではコイル形状を円筒形として説明するが、梢円形などの形状の変形も可能であり本発明を規制するものではない。

【0030】図1(a)は乳房用コイルの一実施例の概略を示した鳥瞰図である。図1(b)は図1(a)に示す乳房用コイルの等価回路図である。図1(a)に示す実施例は円筒形ボビン300、301に銅線からなる電極310、311を巻き付けた構成である。図1(a)に示す実施例では電極310、311は銅線で構成した場合について示しているが、銅パイプ、銅箔または銅板で構成しても良い。図1ではコイルとして2ターンのソレノイドコイルとしているが、本発明はターン数を2ターンに限定する物ではない。共鳴周波数と感度によってターン数を変化させる必要がある場合がある。

【0031】さらに、図1では電極310、311を螺旋状に巻いた場合の構成を示しているが、図2に示すように円形状のふたつの電極320、321、330、331それをまずボビン300、301に巻き付け互いの電極を電極322、332で斜めに接続するようする。このようにする事によってある角度をつけて電極310、311をボビン300、301に巻き付け螺旋状の形状にする必要がなくなるために作成が容易になる。

【0032】図3は図1に示す乳房用コイルに被検者20の左右の乳房201、202が入っている状態の断面図を模式的に示している。円筒形ボビン300、301は被検者20の乳房201、202が入るようにボビンの一端は空いた構造になっている。また、腕203、204及び頭205は全体の構成が分かりやすいように示した。図3から明らかのように円筒形ボビン300、301の外側に電極320、321、330、331を巻き付けた構成のため被検者20が電極320、321、330、331に直接触れる事で感電する心配はない。この際、円筒形ボビン300、301の内側にクッションなどの緩衝材を張り付ける事によって被検者20が快適に検査

を受けられるようになる。さらに、緩衝材を肌触りの良い材質とする事でより快適に検査を受けられるようになる。また、図3では詳細は省略しているがこの2組の円筒形ボビン300, 301の間隔は被検者20によつて異なるため調節可能なように構成する。

【0033】この調整を可能とする構成の一実施例を図11, 図12に示す。図11はこの構成の概略を示した上面図、図12は図11のAA'断面を示したものである。図11, 図12では間隔を調整するための概略構成図であるためカバーなどの部分は省略した。図11, 図12に示す実施例では円筒形ボビンに支持具350, 351を付けこの支持具350, 351の一方の端にネジを切ったネジ穴340, 341を開けている。上記支持具350, 351を接続する別な支持具360を円筒形ボビンと反対側のネジ穴側にもうけ、この支持具の上端にも穴を開けておく。この穴を通してネジ370, 371で支持具350, 351に固定する。このようにして円筒形ボビン300, 301の間隔を調節できる。図11, 図12に示した実施例以外にも種々の構成が考えられる。

【0034】また、図1ではコイルのキャバシタによる分割は行わない場合について示しているが、共鳴周波数が高くなりコイルの同調がとれない場合や被検体の影響が大きい場合にはキャバシタによってコイルを分割することでこれらの問題を回避できる。このような構成の一実施例を図13に示す。図13(a)に示す実施例では螺旋状のコイル3101～3105, 3111～3115、図13(b)に示す実施例では円形のコイル3201～3203, 3211～3213, 3301～3303, 3311～3313それぞれについてキャバシタ421～424, 431～434で分割した場合について示している。図13(b)に示す実施例は全体の構成が見やすくなるように図13(a)に示す構成を90度回転した。キャバシタによる分割数については共鳴周波数及び被検体による影響の度合いによって適時変更する必要がある。

【0035】図14は二組のコイルの接続方法を示した一実施例である。図14では2組のコイルの接続方法を示すのが目的であるため、コイルは1ターンのもの(500, 501)で示した。具体的な構成は図1及び図2、図13に示すようなものである。図14(a)は2組のコイルを直列に接続する場合、また、図14(b)は2組のコイルを並列に接続する場合について示している。各々の場合で接続を二通り示しているのはそれぞれのコイル500, 501の磁束の向きが同じ方向の場合と反対の場合である。図14のH, G点には図8で示す同調・整合回路を接続することで同調及び整合をとれるのは従来と同様である。

【0036】図15は乳房を圧迫する機構の概略構成を示す断面図で、図3に示す断面図に対応させてある。図

15(a)では空気等の流体によって圧迫する機構の概略構成断面図を、図15(b)では機械的に圧迫する機構の概略構成断面図を示している。図15(a)に示す実施例では円筒形ボビン300, 301の内側に伸縮する材料からなるドーナツ状の圧迫用気密袋601～603及び611～613を設けそれぞれに外部から適当な圧力の空気などの流体650を注入する事で圧迫する構成を示している。本実施例では説明のために圧迫用気密袋が3個から構成される場合について示した。この気密袋の個数を増減する事で部分的な圧迫等圧迫部位を自由に設定できるようになる。また、この気密袋を一つのつながったドーナツ状ではなくいくつかの部分に分割することで周方向におけるより微妙な圧迫が可能となる。図15(b)に示す実施例では2枚の圧迫用平板620, 621及び630, 631をそれぞれ円筒形ボビン300, 301の内側に設けこの平板を機械的に動かす事で圧迫を行う場合について示している。この場合には前述の気密袋の場合に比べて微妙な圧迫をする場合には機構が複雑となるが、単純な圧迫でよい場合には構造が簡単で容易に作成できるという利点がある。

【0037】以上の説明では個々について説明したが、これらを組み合わせても良いことは言うまでもない。

【0038】

【発明の効果】本発明によれば、水平磁場方式の核磁気共鳴を用いた検査装置において局所的な場所(被検者の乳房)を対象にした場合に高感度、高分解能に撮像し乳腺などの検査を無侵襲に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例の構成図である。

【図2】本発明の一実施例の構成図である。

【図3】本発明の一実施例の構成図である。

【図4】本発明の一実施例であるNMRを用いた検査装置の構成図である。

【図5】傾斜磁場コイルの構成及び流す電流の方向を示した図である。

【図6】アルダーマン型コイルの構成図である。

【図7】アルダーマン型コイルの構成図である。

【図8】同調・整合回路の回路図である。

【図9】アルダーマン型コイルの構成図である。

【図10】スピニエコー法のシーケンスの説明図である。

【図11】コイルの間隔調整機構の概略図である。

【図12】コイルの間隔調整機構の概略図である。

【図13】キャバシタによる分割を行った場合の等価回路図である。

【図14】2組のコイルの直列及び並列接続図である。

【図15】乳房を圧迫する機構の概略構成図である。

【符号の説明】

5…制御装置、6…高周波パルス発生器、7…電力増幅器、8…送受信兼用コイル、9…増幅器、10…検波

9

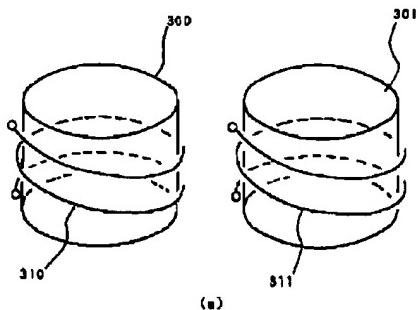
器、11…信号処理装置、12, 13, 14…傾斜磁場を発生させるコイル、18…静磁場を発生させるコイル、15, 16, 17, 19…電源部、20…被検者、201, 202…乳房、203, 204…腕、205…頭、21…ベッド、22…支持台、131, 132…ガードリング電極、111, 112…アーム電極、121～128…ウイング電極、141～144, 201, 202, 421～424, 431～434, 401～40

10

4, 411～414…キャパシタ、310, 3101～3105, 31, 3111～31151, 320, 3201～3203, 321, 3211～3213, 322, 330, 3301～3303, 331, 3311～3313, 332…電極、601～603, 611～613…圧迫用気密袋、620, 621, 630, 631…圧迫用平板。

【図1】

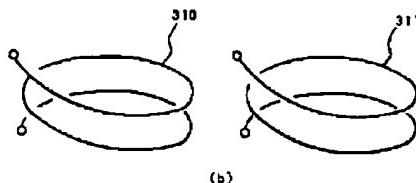
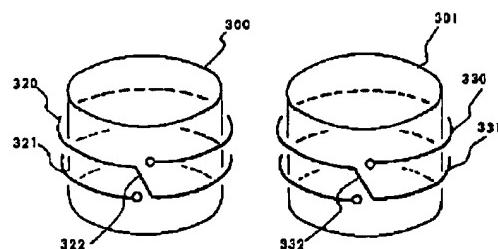
図1



(a)

【図2】

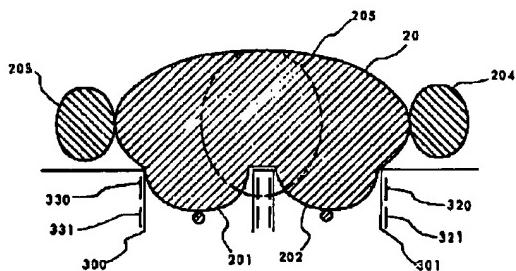
図2



(b)

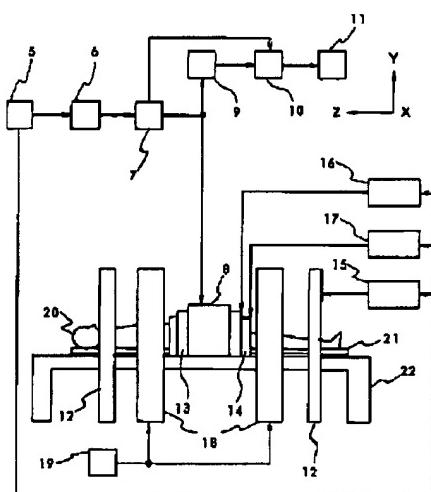
【図3】

図3

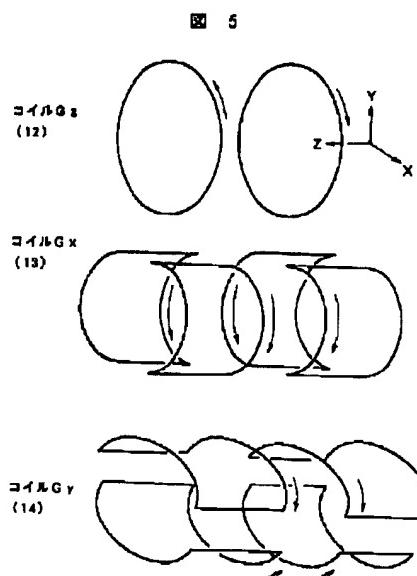


【図4】

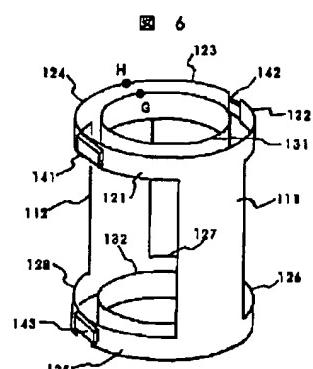
図4



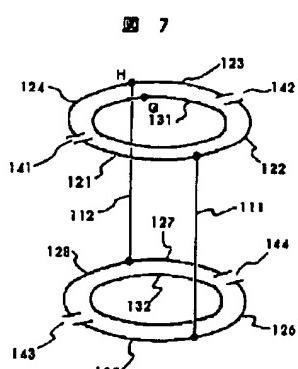
【図5】



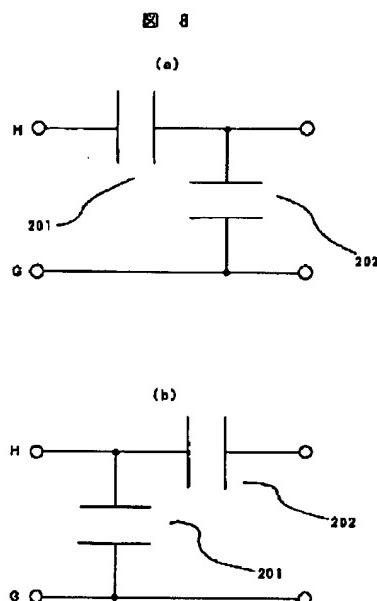
【図6】



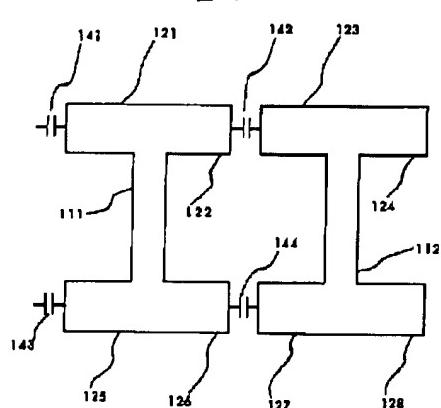
【図7】



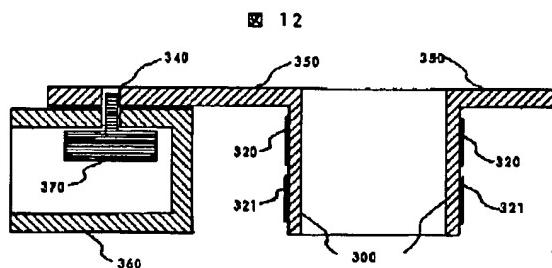
【図8】



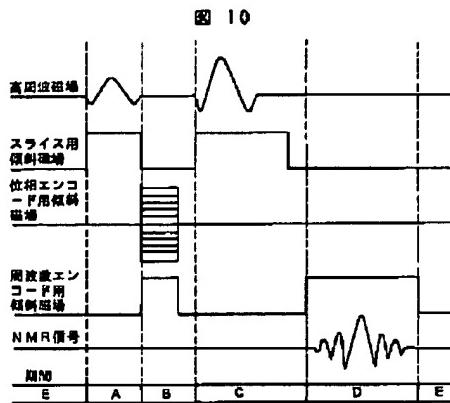
【図9】



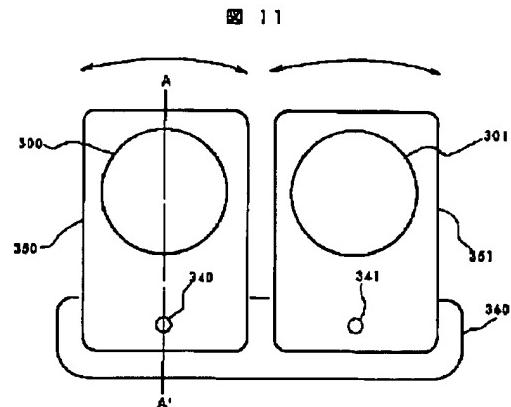
【図12】



【図10】

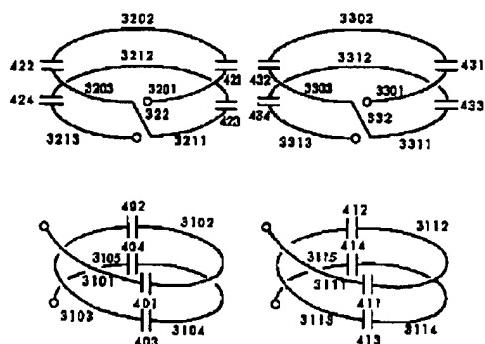


【図11】

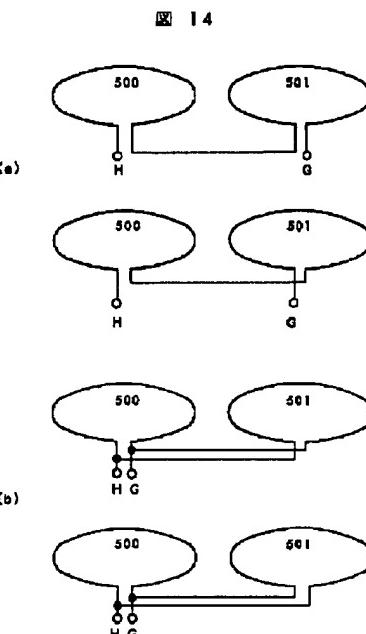


【図13】

図13



【図14】



【図15】

図15

